

Special cutters for use in implant technology

Publication number: DE3840466 (A1)

Publication date: 1990-06-07

Inventor(s): LIEKE MICHAEL DIPL ING DR [DE] +

Applicant(s): LIEKE MICHAEL [DE] +

Classification:


- **international:** **A61B17/16; A61B17/16;** (IPC1-7): A61B17/16; A61F2/30

- **European:** A61B17/16D2B; A61B17/16R

Application number: DE19883840466 19881201

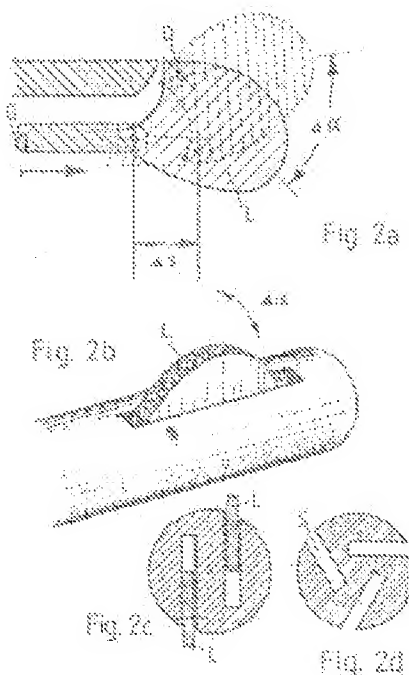
Priority number(s): DE19883840466 19881201; DE19880014941U 19881201

Also published as:

 DE8814941 (U1)

Abstract of **DE 3840466 (A1)**

The invention relates to rotating and oscillating special cutters for use in implant technology (endoprosthetics), for recesses (cutouts) for the production of permanent anchorage of the components. With the anchorage elements conventionally employed in implant technology (endoprosthetics) there is a problem with regard to permanent stability of the anchorage components. Atrophy and wear of a bone and, in particular, tensile loads frequently lead to premature loosening of the components anchored in the bone. Cutouts are therefore provided in which the cavity has a larger cross-section or diameter at depth than in the entry region of the cavity. In order to produce these recesses the invention provides special cutters in which the cross-section or the diameter in the region of the cutting sections can be increased during the cutting operation, so that recesses as described above are thereby produced. Technically, this problem is solved in that the envelope curve of curved cutter plates is varied, preferably by displacement of adjustable, e.g. bushing-like, elements along the axis of rotation, and in that cutter plates are spread out like fins from guides, preferably by means of a linkage which can be displaced in a defined manner along the axis of rotation, so that as a result the particular cutting cross-section can be increased by exactly adjustable elements.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide



DEUTSCHES
PATENTAMT

㉑ Anmelder:
Lieke, Michael, Dipl.-Ing. Dr., 7835 Teningen, DE

㉒ Erfinder:
gleich Anmelder

㉓ Spezial-Fräser zur Anwendung in der Implantattechnik

Die Erfindung betrifft rotierende und oszillierende Spezialfräser zur Anwendung in der Implantattechnik, (Endoprothetik), für Ausnehmungen (Ausfräsungen) zur Erstellung dauerhaft fester Verankerungen der Komponenten.

Bei den in der Implantattechnik (Endoprothetik) üblichen Verankerungselementen besteht das Problem der dauerhaften Stabilität der Verankerungskomponenten. Durch Knochenschwund und -abrieb und insbesondere durch Zugbelastungen kommt es häufig zur frühzeitigen Lockerung der im Knochen verankerten Komponenten.

Daher sind Ausfräsungen vorgesehen, bei welchen die Höhlung in der Tiefe einen größeren Querschnitt resp. Durchmesser hat, als im Eingangsbereich der Höhlung.

Zur Erstellung dieser Ausnehmungen sind erfindungsgemäß Spezialfräser vorgesehen, bei welchen der Querschnitt resp. Durchmesser im Bereich der fräsenden Anteile sich während des Fräsvorganges vergrößern läßt, so daß auf diese Weise obig beschriebene Ausnehmungen entstehen.

Technisch erfolgt die Lösung dadurch, daß die Hüllkurve gekrümmter Fräslamellen verändert wird, vorzugsweise durch Verschiebung von einstellbaren, z. B. buchsenähnlichen Elementen entlang der Drehachse, sowie dadurch, daß Fräslamellen flossenartig aus Führungen ausgespreizt werden, vorzugsweise mittels eines entlang der Drehachse definiert verschiebbaren Gestänges, so daß dadurch jeweils der fräsende Querschnitt über exakt einstellbare Elemente vergrößerbare ist.

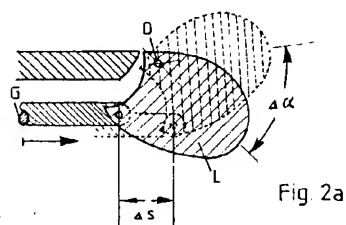


Fig. 2a

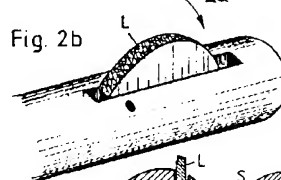


Fig. 2b

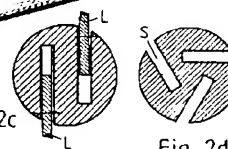


Fig. 2c

Fig. 2d

Die Erfindung bezieht sich auf rotierende und oszillierende Spezialfräser zur Anwendung vor allem in der Implantattechnik, z.B. Endoprothetik, vorgesehen für Ausnehmungen (Ausfräsungen) zur Erstellung dauerhaft fester Verankerungen der Komponenten.

Bei den in der Implantattechnik und Endoprothetik üblichen Verankerungselementen besteht das Problem der dauerhaften Stabilität der Verankerungskomponenten.

Vor allem durch Knochenschwund und -abrieb kommt es häufig zur frühzeitigen Lockerung der im Knochen verankerten Komponenten. Dabei führen vor allem Zugbelastungen in Richtung Öffnung der knöchernen Höhlungen zur Lockerung der Komponenten.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, knöcherne Höhlungen zu erstellen, bei welchen ein mäßiger Knochenverlust (-schwund, -abrieb oder dgl.) nicht zwangsläufig zur instabilen Lockerung der Verankerungskomponenten führen muß, auch nicht bei Zugbelastungen in Richtung Öffnung der knöchernen Höhlung.

Die erfindungsgemäße Lösung erfolgt dadurch, daß Spezialfräser erstellt werden, mit welchen knöcherne Ausfräsungen für Verankerungen möglich sind, bei welchen in der Tiefe der Aushöhlung mindestens in einem Abschnitt der Querschnitt und/oder der Durchmesser größer ist als der Querschnitt und/oder der Durchmesser im Bereich der Eintrittsöffnung der Höhlung. Dabei sind rotierende und auch oszillierende Fräser vorgesehen.

Die Lösung erfolgt dadurch, daß die Fräser in die Höhlung, welche z.B. zylindrisch (Fig. 1a) oder halbkugelig (Fig. 1c) (oder dgl.) ist, eingebracht werden und daß dann in der Höhlung bei der Rotation oder Oszillation um die Drehachse gleichzeitig — vorzugsweise kontinuierlich — die fräsenden Teile so verstellt werden, daß die Höhlung in der Tiefe weiter ausgefräst wird, während gleichzeitig ein knöcherner Erker im Bereich der Öffnung stehen bleibt (vgl. Fig. 1b bis 1e). Dieser stehengebliebene knöcherne Erker dient als wesentliches Element zur Erreichung der "primären Stabilität".

Die erfindungstechnische Lösung ist im folgenden anhand von drei wesentlichen Beispielen dargestellt. Die Lösung erfolgt dadurch, daß

1.) (z.B.) bogig angeordnete Fräslamellen (Fig. 3), die auf einer Achse (z.B. kugelig: vgl. Fig. 4; Bereich K) angeordnet sind (Fig. 3), vorzugsweise am distalen Ende der Achse befestigt sind (vgl. Fig. 3) und vorzugsweise am proximalen Ende der Achse — vorzugsweise entlang der Achse — verschiebbar sind (vgl. Fig. 3 Fig. 4).

Durch das Zusammendrücken der Lamellen, also durch Verschiebung entlang der Achse (vgl. Fig. 3), wird die Form der Hüllkurve (vgl. Fig. 4) so verändert, daß dadurch der Querschnitt resp. Durchmesser in der Tiefe der Höhlung größer wird (Fig. 4). Die Vergrößerung des Querschnittes resp. des Durchmessers ist das zu nutzende Prinzip der oben beschriebenen knöchernen Ausfräsung.

Die Form der Ausfräsung ist abhängig von der Form und der Stellung des Fräasers im Ausgangszustand. Im Ausgangszustand kann der Fräser z.B. auch spindelförmig sein; in diesem Fall könnte die knöcherne Höhlung im Ausgangszustand z.B. auch zylindrisch sein.

Durch ein Zusammendrücken der Fräslamellen

mittels Verschiebung entlang der Drehachse ließen sich so z.B. — im wesentlichen — eiförmige oder kugelige oder linsenförmige Ausfräsungen erzeugen oder auch (bei anderen Ausgangsformen der Fräslamellen) z.B. kantige, z.B. im Querschnitt winkelige Ausfräsungen. Die Formvariation ist hier prinzipiell weitgehend beliebig.

2.) Ein anderes Prinzip zur Erzeugung von vergrößerten Ausfräsungen in der Tiefe besteht darin, daß z.B. ein spitz zulaufendes, z.B. ein konisches Gebilde (Kegel) durch Verschiebung, vorzugsweise entlang der Drehachse, Fräslamellen aufspreizt bzw. auseinanderspreizt, d.h. als Spreizkörper wirkt, wobei die Fräslamellen die aufzuspreizenden Körper darstellen. Durch exakte Definition des Verschiebeweges ist eine exakt definierbare Aufspreizung möglich.

3.) Ein weiteres Prinzip besteht darin, daß Fräslamellen flossenartig oder flügelartig "ausfahrbar" gelagert sind (Fig. 2a, 2b, 2c, 2d). Hierbei werden diese Gebilde in die — z.B. zylindrische Höhlung eingebracht und dann in der Höhlung beim Fräsvorgang die flossenartigen Gebilde herausgeschwenkt (vgl. Fig. 1, Fig. 2).

Im folgenden wird die Erfindung anhand eines Ausführungsbeispiels im Zusammenhang mit der Zeichnung näher erläutert:

Fig. 1a.) zeigt eine zylindrische Ausnehmung im Knochen (Kn). Der innere Durchmesser der Höhlung (Ua) ist in der Tiefe der Höhlung nicht größer als im Eingangsbereich.

Fig. 1b.) zeigt — gegenüber der Fig. 1a — eine Formänderung der knöchernen Höhlung: die Ausnehmung ist hier in der Tiefe (Di) größer als im Eingangsbereich (Da) der Höhlung; dadurch bleibt Knochen stehen, welcher einer noch einzubringenden Verankerungskomponente als Halt dient.

Fig. 2c.) zeigt eine halbkugelige knöcherne Höhlung, die typisch ist für eine Hüftgelenkspfanne (Kn = Knochen). Im Eingangsbereich der Höhlung ist der Durchmesser resp. Querschnitt größer als in der Tiefe der Höhlung. Verankerungskomponenten finden in einer derartigen Höhlung in der Regel keinen ausreichenden, dauerhaften stabilen Halt.

Fig. 1d.) zeigt — im Vergleich zur Fig. 1c die Formänderung der knöchernen Ausnehmung. Der Durchmesser resp. Querschnitt in der Tiefe der knöchernen Höhlung ist jetzt größer als im Eingangsbereich, so daß Verankerungskomponenten am Knochen ausreichend dauerhaften Halt finden können.

Fig. 1e.) zeigt eine beliebige Formabwandlung einer knöchernen Ausnehmung. Eine zunächst zylindrische Ausnehmung, wie in Fig. 1a dargestellt, ist in der Tiefe so ausgefräst worden, daß an einer Stelle in der Tiefe der knöchernen Höhlung der Querschnitt resp. Durchmesser (Di) größer ist als im Eingangsbereich (Di), d.h. die noch einzubringende Verankerung findet am Knochen (Kn) noch genügenden Halt zur dauerhaften, stabilen Verankerung.

Die Formen der knöchernen Ausnehmungen sind prinzipiell beliebig; sie sind vor allem abhängig von den einzubringenden Verankerungskomponenten, welche in der Regel aus einem aufspreizbaren, dübelartigen Außenkörper mit einer inneren Höhlung und einer Verjüngung in dieser inneren Höhlung bestehen, sowie einem Spreizkörper, welcher in der Regel vorzugsweise aus einer Schraube besteht.

Fig. 2a bis Fig. 2d.) zeigt einen Spezialfräser mit flossenartigen Lamellen (*L*), welcher in eine vorzugsweise zylindrische Höhlung (vgl. Fig. 1a) einzubringen ist, wobei die flossenartigen Lamellen (*L*) versenkt sind. In dieser Höhlung werden dann während des Fräsvorganges diese flossenartigen Lamellen (*L*) ausgeschwenkt, indem ein Gestänge (*G*) etwa entlang der Längsachse (Drehachse) um die Distanz "delta s" (Fig. 1a) verschoben wird, so daß dabei die Lamellen um den Schwenkwinkel "delta alpha" (Fig. 1a, 1b) herausgeschwenkt werden; dabei sind die Lamellen an einem Drehpunkt (*D*) (Fig. 1a) drehbar fixiert. Zwecks Führung und Kraftübertragung von der drehenden oder oszillierenden Achse auf die Lamellen sind schlitzförmige Aussparungen vorgesehen, in welchen die Lamellen (*L*) geführt und gehalten werden (Fig. 2c, 2d: Bereich *S*). Die Anzahl dieser Schlitzes ist prinzipiell beliebig, sofern Führung und Kraftübertragung gewährleistet sind. An den Lamellen (*L*) sind die Fräselemente angebracht bzw. bereits in diese integriert.

Die definierte Verschiebung des Gestänges (*G*) um die einstellbare Distanz "delta s" (Fig. 1) führt zu einer exakt einstellbaren Verstellung der Fräslamelle (*L*), d.h. es lassen sich — je nach ausgewählter Verankerungskomponente — dementsprechend geformte Ausfräsungen vornehmen.

Fig. 3 und Fig. 4.) zeigen ein anderes Prinzip zur definierbaren Verstellung von Fräslamellen. Fig. 3 zeigt in perspektivischer Darstellung auf einer Achse bogig angeordnete Fräslamellen, die vorzugsweise distal auf der Achse fixiert sind und proximal entlang der Achse verschiebbar sind, so daß die vorher bestehende Krümmung (oder Knickung) der Fräslamellen in der Krümmungsform (oder Knickform) verändert wird (Fig. 4). Vorgesehen ist dabei, daß vor der reversiblen Formveränderung, also bei der Einbringung des Fräasers in die knöcherne Höhlung, ein kleinerer Querschnitt resp. Durchmesser vorliegt, und daß bei Verschiebung der Lamellen (an der proximalen Seite) entlang der Drehachse während des Fräsvorganges der Querschnitt resp. Durchmesser in der Tiefe der knöchernen Höhlung größer wird (vgl. Fig. 4). Die Verschiebung erfolgt z.B. mittels einer Buchse (Fig. 4: B) entlang der Drehachse (*DA*), z.B. um die Länge "delta l" (Fig. 3, Fig. 4) wobei die Fräslamellen (Fig. 3: F) in Richtung der Drehachse zusammengestaucht werden und dadurch die Krümmung verändert wird. In Fig. 4 haben die Fräslamellen vor der Zusammenstauchung z.B. eine kugelige Hüllkurve (*K*); nach dem Zusammenstauchen resultiert z.B. eine elliptische Hüllkurve (*E*), so daß dadurch der Querschnitt resp. der Durchmesser in der Tiefe der Höhlung größer werden kann. Zusätzlich kann die Anbringung einer zentrierenden Spitze (Fig. 4: Z) sinnvoll sein. Weitere, im Prinzip beliebige Formen der Hüllkurven lassen sich erzielen, z.B. dadurch, daß die Fräslamellen beim Zusammenstauchen anschließend eine z.T. parabelförmige oder hyperbelförmige oder andere, vorzugsweise harmonisch gekrümmte Hüllkurve bilden.

Patentanspruch

Rotierende und oszillierende Spezialfräser, vorgesehen zur Anwendung vor allem in der Implantattechnik, z.B. in der Endoprothetik, wobei diese Spezialfräser vorgesehen sind zur Erstellung von Ausnehmungen (Ausfräsungen) für dauerhaft feste Verankerungen der Implantat(Endoprothesen-)komponenten,

dadurch gekennzeichnet, daß

auf und/oder an und/oder in einer — vorzugsweise metallenen — (Dreh-) Achse lamellenartige (Fig. 2a, 2b, 2c; Fig. 3) oder/und flügelartige oder/und flossenartige oder/und schwanzartige (oder vergleichbare) Gebilde angebracht sind, die als Fräselemente ausgebildet sind oder/und an denen Fräselemente angebracht oder/und anbringbar sind, wobei diese Fräselemente beweglich gelagert sind (vgl. Fig. 2a, 2b; Fig. 3), vorzugsweise so gelagert sind, daß bei Bewegungen der Einstellelemente (Fig. 2a, Fig. 3), welche vorzugsweise in Richtung der Drehachse bewegbar sind, die Rotationshüllkurve resp. Oszillationshüllkurve der Fräselemente definierbar veränderbar ist,

des weiteren dadurch gekennzeichnet, daß in einer weiteren Ausführung (Fig. 3) lamellenartige Gebilde, auf oder/und an denen Fräselemente angebracht sind, auf oder an einer Achse angebracht sind, wobei vorzugsweise diese Lamellen (Fig. 3, Fig. 4) eine definierte Krümmung haben (Fig. 3) und diese Lamellen reversibel verformbar sind, wobei vorzugsweise das distale Ende dieser Lamellen an der Achse fixiert ist und vorzugsweise das proximale Ende auf dieser Achse beweglich gelagert ist (Fig. 3, Fig. 4),

des weiteren dadurch gekennzeichnet, daß in einer Ausführung (Fig. 2a 2b 2c, 2d) Fräselemente so gelagert sind, daß ein Abschnitt (oder ein Ende) um einen Drehpunkt drehbar fixiert ist (Fig. 2a: D) und der andere Abschnitt (resp. das andere Ende) mittels Einstellelementen, z.B. Zuggestänge oder/und Druckgestänge (vgl. Fig. 2a: G), beweglich fixiert ist (Fig. 2a, 2b), wobei vorzugsweise jeweils Bewegungen der Lamellen ("Flossen" oder "Flügel" oder dgl.) in jeweils einer Ebene um jeweils eine Drehachse vorgesehen sind, und wobei vorzugsweise diese Lamellen oder dgl. ganz oder teilweise in schlitzförmigen Aussparungen geführt sind (vgl. Fig. 2c, 2d), vorzugsweise sind in dieser Ausführung die Fräselemente weitgehend formstabil und fest,

des weiteren dadurch gekennzeichnet, daß die fräsenden Anteile der Fräser (vgl. Fig. 2a, 2b, Fig. 3, Fig. 4) so verstellbar sind, daß die Eintrittsöffnung der jeweiligen Höhlung (vgl. Fig. 1a bis 1e) kleiner ist als der ausfräsbare Querschnitt in tieferen Bereichen der Höhlung, (vgl. Fig. 1b, 1d, 1e),

des weiteren dadurch gekennzeichnet, daß die Verstellung der fräsenden Anteile der Fräser (Fig. 2a, 2b, Fig. 3) vorzugsweise durch Verschiebung von Einstellelementen (vgl. Fig. 2a, 2b, Fig. 3, Fig. 4) — vorzugsweise entlang der Drehachse — vorgesehen ist (Fig. 2a, 2b, Fig. 3, Fig. 4),

des weiteren dadurch gekennzeichnet, daß die Einstellelemente (vgl. Fig. 4: Buchse "B") vorzugsweise definiert einstellbar sind, z.B. durch markierte Arretierungen,

des weiteren dadurch gekennzeichnet, daß in einer Ausführung Fräslamellen resp. Lamellen mit fräsenden Anteilen auf einer Achse angeordnet sind, vorzugsweise auf der Drehachse (vgl. Fig. 3, Fig. 4), daß diese Lamellen (Fig. 3) reversibel verformbar sind (Fig. 4), daß diese Lamellen (Fig. 3) — vorzugsweise mit dem distalen Ende — im Bereich der Drehachse befestigt sind und am proximalen Ende auf der Achse verschiebbar sind (Fig. 3, Fig. 4), daß diese Lamellen (Fig. 3) infolge der Verschie-

bung ihre Krümmung ändern (Fig. 4),
daß die Form der Krümmung (Fig. 3, Fig. 4) abhängig ist von der Form der Ausgangskrümmung (vgl. Fig. 4), wobei die Form prinzipiell frei wählbar ist (z.B. geknickt, gewellt, gebogen) 5
daß die Anzahl und Größe der Lamellen variabel sind,
daß vor allem beim Einsatz im Bereich der Hüftpfanne fräsende harmonische Bögen (z.B. auch Linsenform; Hüllkurven entsprechend Parabeln, 10 Ellipsen und Hyperbeln) vorgesehen sind.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

— Leerseite —

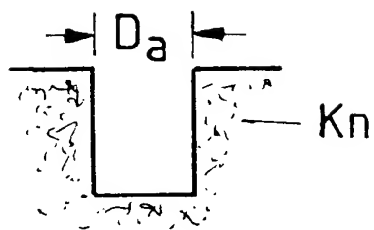


Fig. 1a

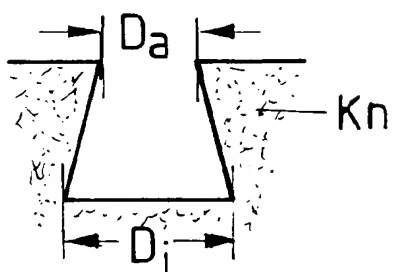


Fig. 1b

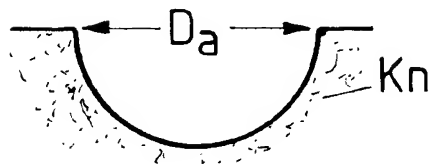


Fig. 1c

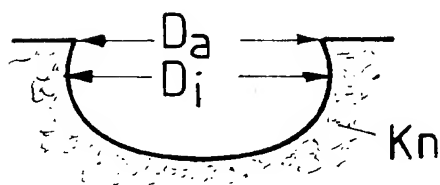


Fig. 1d

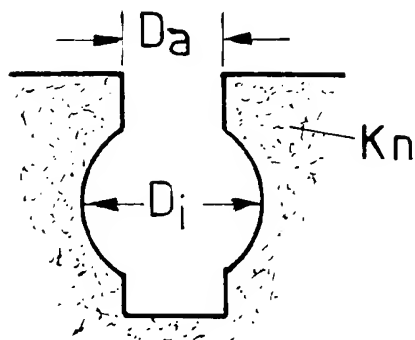


Fig. 1e

